

움직이는 사람에 대한 비접촉식 생체신호추정 연구

A Study on Non-Contact Vital Sign Estimation for an Individual with Undesirable Rigid-Body Motion

차상빈 · 윤세원 · 박상홍 · 김경태* · 최인오**

Sangbin Cha · Sewon Yoon · Sanghong Park · Kyungtae Kim* · Inoh Choi**

요 약

최근 레이더 센서를 활용한 사람의 비접촉식 생체신호추정 연구가 활발히 진행되어 왔다. 하지만, 사람의 상체가 원하지 않게 움직일 경우, 생체신호에 의한 미세 움직임보다 큰 상체 움직임에 의해 극심한 위상 변조가 발생되고, 이는 비접촉식 생체신호추정 성능을 매우 저하시킨다. 따라서, 본 논문에서는 상체가 움직이는 사람에 대한 비접촉식 생체신호추정을 수행하기 위하여 IR-UWB(impulse-radio ultra-wideband) 레이더 복소 수신신호를 사용한 새로운 상체 움직임 보상 기법을 제안한다. 먼저, IR-UWB 레이더 복소 수신신호의 거리-펄스시간 도메인에서 주값분해를 통한 표적 복소 신호 벡터를 추출한다. 다음으로 표적 복소 신호 벡터의 주파수 스펙트럼에 대한 엔트로피 최소화를 통한 상체 움직임 보상을 수행한다. IR-UWB 상용 레이더를 활용한 실험을 통해, 제안된 기법으로 움직이는 사람에 대한 생체신호추정이 가능함을 검증하였다.

Abstract

The non-contact vital sign estimation of an individual using radar sensors has been widely researched. However, in the case of an individual with undesirable rigid-body motion of the torso, non-contact vital sign estimation may fail owing to extreme phase fluctuations caused by the larger rigid-body motion of the torso than the micro motion of the vital sign. To address this problem, we propose a rigid-body motion compensation method using the complex echo signals of the IR-UWB radar for the vital sign estimation of an individual with rigid-body motion. The proposed method extracts a complex signal vector using principal component analysis from complex echo signals in a radial range and pulse time domain. Next, compensation for the rigid-body motion is implemented by minimizing the entropy of the spectrum for the complex signal vector. In simulations using a point-scatterer model and experiments using IR-UWB commercial radar, we verified that our proposed method is capable of performing successful vital sign estimation of an individual with undesirable rigid-body motion.

Key words: Vital Sign Estimation, Rigid-Body Motion Compensation, Doppler Spectrum, Entropy

†이 논문은 2021학년도 한국해양대학교 신진교수 정착연구지원사업 연구비의 지원을 받아 수행된 연구임.

부경대학교 전자공학과(Department of Electronic Engineering, Pukyong National University)

*포항공과대학교 전기전자공학부(Department of Electrical Engineering, Pohang University of Science and Technology)

**한국해양대학교 전자전자정보공학부 전자통신공학전공(Division of Electronics and Electrical Information Engineering, National Korea Maritime & Ocean University)

· Manuscript received October 5, 2022 ; Revised November 12, 2022 ; Accepted November 21, 2022. (ID No. 20221005-080)

· Corresponding Author: Inoh Choi (e-mail:inohchoi@kmou.ac.kr)

I. 서 론

최근 레이더 센서를 활용한 비접촉식 생체신호추정 연구가 활발히 진행되어오고 있다^{[1]~[10]}. 이때, 생체신호는 폐에 의한 호흡수와 심장에 의한 심장박동수로 정의되며, 이를 추정하기 위해 신체 내 투과되는 전파 혹은 피부에서 반사되는 전파를 사용할 수 있다. 하지만, 신체 내 투과되는 전파는 유전율 차이에 의한 감쇄 때문에 신체와 매우 밀접하게 레이더를 설치할 수 있는 응용 분야(e.g., 차량 레이더)에 제한적으로 사용되며^[11,12], 그 결과 움직이는 사람에 대한 생체신호를 추정하기 위해서는 피부에서 반사되는 전파를 사용해야 한다.

피부에서 반사되는 전파는 생체신호로 야기되는 상체의 미세한 움직임과 원하지 않는 상체의 큰 움직임에 의해 크기 및 위상이 변조되어 나타난다^{[3]~[6]}. 게다가, 고주파의 빔폭 내 팔/다리 움직임이 모두 조사(illumination)될 경우, 팔/다리에 의해 산란되는 전파가 상체에 의해 산란되는 전파와 선형적으로 결합된다^[7]. 그 결과, 이 두 가지 문제점들에 의해 움직이는 사람의 생체신호추정이 매우 어렵게 된다(그림 1).

앞서 언급된 두 가지 생체신호추정 문제점은 다음과 같이 재정의할 수 있다. 첫 번째는 원하지 않는 상체의 큰 움직임을 제거하기 위한 최적화(optimization) 문제이며, 두 번째는 팔/다리 움직임에 의해 산란되는 전자파들을 분리하기 위한 신호분리(signal decomposition) 문제이다. 첫 번째 문제를 해결하기 위하여, 참고문헌 [8]은 일정한

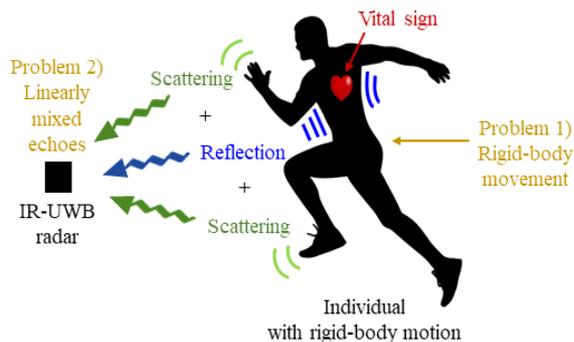


그림 1. 움직이는 사람의 생체신호추정 문제점들
Fig. 1. Problems on vital sign estimation of an individual with rigid-body motion.

속도에 의한 레이더 복소 수신신호의 도플러 주파수 천이를 추정 및 보상하여 생체신호를 추정하였다. 하지만, 가속도가 존재할 경우, 정확한 추정 및 보상이 어렵다는 단점이 존재한다. 참고문헌 [9]와 참고문헌 [10]은 self-injection-locked 레이더 안테나를 사람 앞, 뒤로 설치하여 걸음 움직임을 보상하였으나, 레이더 시선 방향과 수직인 방향으로 움직이면 정확한 보상이 안 된다. 게다가, 참고문헌 [6]은 상체의 큰 움직임을 직접 보상하는 게 아닌, 퍼지 알고리즘 기반의 오탐지된 결과를 줄여주는 방식이며, 참고문헌 [7]은 원하지 않는 위상 변조 신호가 대부분 저주파로 나타남에 따라 이동평균필터를 사용하여 위 두 가지 문제를 경험적으로 해결하였으나, 걸음 움직임에 의한 위상 변조가 선형적인 저주파로 나타난다는 경험적 전제를 반드시 필요로 하기 때문에, 다양한 위상 변조를 보상하기 위한 해석적으로 증명된 자명한 해답이라 볼 수 없다.

본 논문에서는 비접촉식 레이더 센서가 상체만을 조사하는 상황(i.e., 팔/다리 움직임의 영향이 없는 상황)에서 첫 번째 문제점에 대한 해석적인 해답(analytic solution)을 찾고, 원하지 않는 상체의 큰 움직임을 보상하기 위한 알고리즘을 제안한다. 먼저, 거리-펄스시간 도메인 내 IR-UWB(impulse-radio ultra-wideband) 레이더 복소 수신신호 행렬의 주값분해(principle component analysis, PCA) 기반 펄스시간에 따른 표적 복소신호벡터 추출기법을 제안하였다. 다음으로 표적 복소신호벡터의 도플러주파수 스펙트럼에 대한 엔트로피(entropy) 최소화 기반 원하지 않는 상체의 큰 움직임 보상기법을 제안하였다.

본 논문에서는 제안된 기법의 성능을 검증하기 위하여 점산란원 모델 및 상용 IR-UWB 레이더를 사용하였으며, 실험 결과들을 통해 제안된 기법으로 움직이는 사람에 대한 생체신호추정이 가능함을 검증하였다.

II. 수신신호 모델링 및 분석

2-1 수신신호 모델링

원하지 않는 상체의 큰 움직임과 생체신호를 가지는 사람에 대한 레이더 수신신호 모델링을 위하여 IR-UWB 레이더 펄스가 연속적으로 수신된다고 가정할 경우, 레이더 복소 수신신호는 식 (1)과 같이 정의될 수 있다.

$$s_r(t, t_p) = \sqrt{P_r} \times \text{sinc}(BW \times \{t - \tau(t_p)\}) \times \exp(-j2\pi f_c \{t - \tau(t_p)\}) + n(t, t_p), \quad (1)$$

여기서 t 는 단일 펄스폭 T_0 을 ADC(analog-to-digital converter) 샘플링 주파수 f_{ADC} 로 샘플링한 시간축 ($0 \leq t \leq T_0$, $\Delta t = 1/f_{ADC}$), t_p 는 동기식 처리 시간 T_{CPI} 을 PRF(pulse repetition frequency) f_{PRF} 로 샘플링한 펄스 시간축($0 \leq t_p \leq T_{CPI}$, $\Delta t_p = 1/f_{PRF}$), BW 는 대역폭, f_c 는 중심 주파수, 그리고 수신전력 P_r 는 식 (2)와 같다.

$$P_r = \frac{P_t G_t G_r \lambda_c^2 \sigma_0}{(4\pi)^3 \{R(t_p)\}^4}, \quad (2)$$

여기서 P_t 는 송신전력, G_t 는 송신안테나 이득, G_r 는 수신안테나 이득, λ_c 는 파장, σ_0 는 상체의 RCS(radar cross section), 그리고 $\tau(t_p)$ 는 지연시간이며, 레이다 시선 방향 (radar line-of-sight: RLOS) 벡터 $\underline{r}_{RLOS} = [0, 1, 0]^T$ 에 투영된 움직이는 사람의 거리 변화 $R(t_p)$ 및 빛의 속도 c 에 따라 식 (3)과 같이 정의된다.

$$\tau(t_p) = 2 \times \frac{R(t_p)}{c} = 2 \times \frac{\{R_r(t_p) + R_c(t_p) + R_w(t_p)\}}{c}, \quad (3)$$

여기서 폐에 의해 나타나는 상체의 거리변화 $R_r(t_p)$ 는 식 (4)과 같다^{[5]~[7]}.

$$R_r(t_p) = \underline{r}_{RLOS}^T \cdot \underline{r}_r(t_p) = d_r \cos(2\pi f_{r0} t_p + \phi_{r0}), \quad (4)$$

여기서 $\underline{r}_r(t_p) = [0, d_r \cos(2\pi f_{r0} t_p + \phi_{r0}), 0]^T$ 는 호흡에 의해 나타나는 상체의 미세한 움직임, \cdot 는 내적 연산자, d_r 는 호흡에 의한 미세한 거리변화폭, ϕ_{r0} 은 초기위상, 그리고 f_{r0} 는 호흡수이다. 식 (3)의 심장에 의해 나타나는 상체의 거리변화 $R_c(t_p)$ 는 식 (5)와 같다^{[5]~[7]}.

$$R_c(t_p) = \underline{r}_{RLOS}^T \cdot \underline{r}_c(t_p) = d_c \cos(2\pi f_{c0} t_p + \phi_{c0}), \quad (5)$$

여기서 d_c 는 심장박동에 의한 미세한 거리변화폭, ϕ_{c0} 은 초기위상, 그리고 f_{c0} 는 심장박동수이다. 식 (3)의 원하지 않는 움직임에 의해 나타나는 상체의 거리변화 $R_w(t_p)$ 는 근사적으로 식 (6)과 같다^{[5]~[7]}.

$$R_w(t_p) = d_0 + v_0 t_p + \frac{1}{2} a_0 t_p^2, \quad (6)$$

여기서 d_0 는 레이다와 사람 간의 초기거리 간격, v_0 및

a_0 는 상체 움직임의 속도 및 가속도이다. 식 (1)의 $n(t, t_p)$ 는 랜덤한 열잡음 신호이며 식 (7)과 같은 정규분포 $N(\mu, \sigma^2)$ 의 확률밀도함수 $f(n)$ 으로 정의된다.

$$n(t, t_p) \sim N(\mu, \sigma^2),$$

$$f(n) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} \exp\left(-\frac{\{n-\mu\}^2}{2\sigma^2}\right), \quad (7)$$

여기서 μ , σ 는 열잡음의 평균값, 표준편차이며, 분산 σ^2 은 열잡음 평균전력 P_n 으로 식 (8)과 같이 정의된다.

$$\sigma^2 = P_n = E\{n(t, t_p)\} = k \times T \times BW_{eff} \quad (8)$$

여기서 $E\{\}$ 는 앙상블평균연산자, k 는 볼츠만상수, T 는 절대온도, 그리고 BW_{eff} 는 유효대역폭이다.

2-2 수신신호 분석

앞서 모델링된 IR-UWB 레이다 수신신호는 기저대역 변환, $t = 2r/c$ 에 의한 변수 치환 및 식 (3)을 통해 식 (9)과 같이 정의될 수 있다.

$$s_{r0}(r, t_p) = \sqrt{P_r} \times \text{sinc}\left(\frac{2BW}{c} \times \{r - R(t_p)\}\right) \times \exp(j2\pi f_c \tau(t_p)) + n(r, t_p), \quad (9)$$

여기서 r 은 거리(radial-range)축이며, 움직이는 사람의 거리 변화 $R(t_p)$ 에 따라 거리축상에서 거리 이동(migration)이 나타남을 알 수 있다. 반면에, 열잡음 신호는 거리 r 및 펄스시간축 t_p 에서 랜덤하게 분포한다. 이때, 열잡음 환경에서 안정적으로 생체신호를 추정하기 위해서는 t_p 에 따른 움직이는 사람의 신호만을 효율적으로 추출해야 하는 문제(i.e., 표적 복소신호벡터 추출문제)가 존재한다.

앞서 언급된 문제가 해결된 상태에서 수신신호의 다음 문제점을 분석하기 위하여, 식 (9)의 $s_{r0}(r, t_p)$ 로부터 표적 복소신호벡터 $s_{r0}(t_p)$ 를 이상적으로 식 (10)과 같이 추출하였다고 가정하자.

$$\begin{aligned} s_{r0}(t_p) &= \sqrt{P_r} \times \exp(j2\pi f_c \tau(t_p)) + n(t_p) \\ &= \sqrt{P_r} \times \exp\left(j \frac{4\pi}{\lambda_c} R(t_p)\right) + n(t_p) \\ &= \sqrt{P_r} \times \exp\left(j \frac{4\pi}{\lambda_c} \{R_r(t_p) + R_c(t_p) + R_w(t_p)\}\right) \\ &\quad + n(t_p). \end{aligned} \quad (10)$$

이때, $s_{r0}(t_p)$ 의 위상성분 $\angle s_{r0}(t_p)$ 에는 원하지 않는 움직임에 의해 나타나는 상체의 거리변화 $R_w(t_p)$ 때문에, 생체신호가 나타나는 상체의 거리변화 $R_r(t_p)$ 및 $R_c(t_p)$ 가 선형적으로 왜곡되는 문제(i.e., 원하지 않는 상체의 움직임 보상문제)가 발생한다. 앞서 언급한 두 가지 문제점들을 보다 직관적으로 분석하기 위하여 표 1과 같은 시뮬레이션 변수들과 식 (9) 및 식 (10)을 사용하였다.

먼저, 신호 대 잡음비(signal-to-noise ratio, SNR) 10 dB에서 ‘표적 복소신호벡터 추출문제’를 분석하기 위하여, 식 (9)에 표 1의 변수들을 입력하였다. 이때, 표적 신호와 열잡음 신호가 함께 있을 경우, 거리방향으로 거리가동이 발생한 수신신호에는 -108 dBW의 표적 순신전력과 -118 dBW의 열잡음 평균전력이 함께 나타남을 알 수 있었다(그림 2). 그 결과, 표적에 대한 복소신호벡터에는 SNR=10 dB에 따른 열잡음의 영향이 계속 존재하게 되고, 생체신호 중 상대적으로 미약한 심장박동수의 추정이 어려워지게 된다.

다음으로 SNR=10 dB에서 ‘원하지 않는 상체의 움직임 보상문제’를 분석하기 위하여, 식 (10)에 표 1의 변수들을 입력하였다. 이때, 원하지 않는 상체의 큰 움직임과 생체신호로 야기되는 상체의 미세한 움직임이 함께 있을 경우, 생체신호에 의한 위상변화가 비선형적으로 왜곡됨을 알 수 있었다(그림 3). 따라서, 상체가 움직이는 사람에 대한 비접촉식 생체신호추정을 위해서는 ‘표적 복소신호벡터 추출문제’와 ‘원하지 않는 상체의 움직임 보상문제’

표 1. 시뮬레이션 변수들

Table 1. Simulation parameters.

P_r [dBW]	-108	BW [MHz]	200
c [m/s]	3×10^8	f_c [GHz]	7.4
f_{ADC} [MHz]	400	f_{PRF} [Hz]	20
T_0 [usec]	2.4975	T_{CPI} [sec]	60
v_0 [m/s]	0.001	a_0 [m/s ²]	0.001
d_0 [m]	2	f_{r0} [Hz]	0.3176
d_r [m]	1.2×10^{-3}	f_{c0} [Hz]	1.1833
d_c [m]	0.2×10^{-3}	ϕ_{r0}, ϕ_{c0} [deg.]	0
k	1.38×10^{-23}	T [K]	290
BW_{eff} [MHz]	400	P_n [dBW]	-118

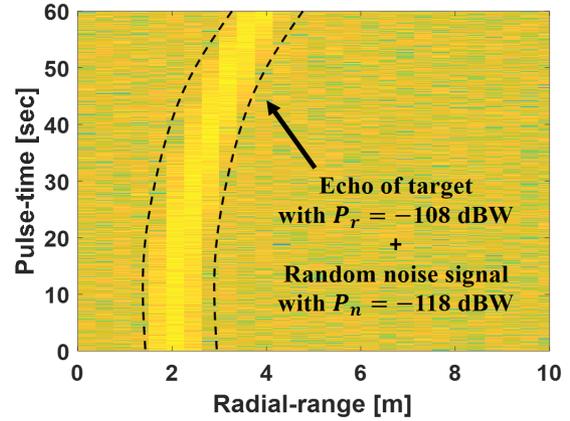


그림 2. 거리 r 및 펄스시간 t_p 영역에서 수신신호 예시
Fig. 2. Example of received signal in a (r, t_p) domain.

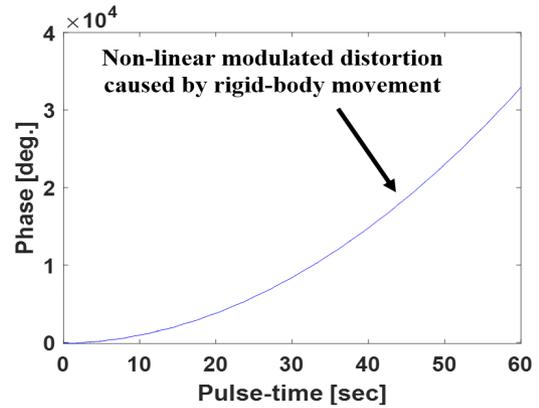


그림 3. 복소신호벡터의 위상 예시
Fig. 3. Example of phase for complex signal vector.

를 해결해야 한다.

III. 제안된 기법

본 절에서는 상체가 움직이는 사람에 대한 비접촉식 생체신호추정을 위하여, 다음과 같이 구성된 알고리즘을 제안한다.

1) 거리-펄스시간 도메인 내 IR-UWB 레이다 복소 수신 신호행렬 $s_{r0}(r, t_p)$ 의 PCA 기반 펄스시간에 따른 표적 복소신호벡터 $s_{r0}(t_p)$ 추출

$$(i.e., s_{r0}(r, t_p) \xrightarrow{PCA} s_{r0}(t_p))$$

2) 표적 복소신호벡터의 $s_{r0}(t_p)$ 의 도플러주파수 스펙트럼에 대한 엔트로피 최소화 기반 상체의 큰 움직임 보상 (i.e., $\hat{s}_{r0}(t_p) = s_{r0}(t_p) \times \exp(j\hat{\theta}(t_p))$)

3-1 표적 복소신호벡터 추출

먼저, 생체신호로 야기되는 상체의 미세한 움직임이 거리해상도 $\Delta r = c/(2BW)$ 보다 일반적으로 작기 때문에, 거리축상에서 거리 이동이 원하지 않는 상체의 움직임에 의해 지배적으로 나타남(i.e., $R(t_p) \approx R_w(t_p)$)를 식 (11)과 같이 가정한다.

$$s_{r0}(r, t_p) \approx \sqrt{P_r} \times \text{sinc}\left(\frac{2BW}{c} \times \{r - R_w(t_p)\}\right) \times \exp(j2\pi f_c \tau(t_p)) + n(r, t_p). \quad (11)$$

식 (11)의 거리축상에서 나타나는 표적 신호는 랜덤한 열잡음 신호와 함께 분포되어 있다. 이때, 열잡음 환경에서 안정적으로 생체신호를 추정하기 위해서는 펄스시간 축 t_p 에 따른 표적 신호만을 효율적으로 추출해야 한다. 이를 위해서, 식 (11)의 $s_{r0}(r, t_p)$ 가 M 과 N 의 거리 및 펄스시간 샘플들로 구성된다 가정할 때, 식 (12)와 같이 N 개의 표본 샘플들을 사용하여 $M \times M$ 공분산 행렬을 추정한다.

$$C_{M \times M} = \begin{bmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} & \cdots & \sigma_{1M} \\ \sigma_{21} & \sigma_{22} & \cdots & \sigma_{2M} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \sigma_{M1} & \sigma_{M2} & \cdots & \sigma_{MM} \end{bmatrix}. \quad (12)$$

다음으로 식 (12)의 공분산 행렬에 대한 고유치 분해^[11]를 식 (13)과 같이 수행한다.

$$C_{M \times M} = Q_{M \times M} \times A_{M \times M} \times \{Q_{M \times M}\}^{-1}, \quad (13)$$

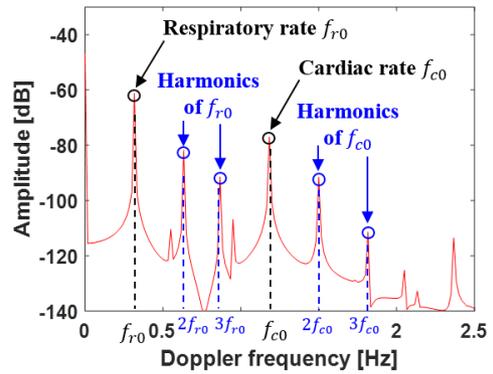
여기서 $Q_{M \times M}$ 과 $A_{M \times M}$ 은 고유벡터 행렬 및 고유값 행렬이다. 이때, 가장 큰 고유값은 deterministic한 특성 때문에 표적에서 반사되는 신호로, 그 이외의 고유값은 random한 특성 때문에 잡음에 대한 값으로 각각 선택될 수 있다^[12]. 여기서, 가장 큰 고유값에 해당하는 고유벡터 $\hat{Q}_{1 \times M}$ 를 선택한 후, M 과 N 의 거리 및 펄스시간 샘플들로 구성된 식 (11)에 투영시켜 $1 \times N$ 의 표적 복소신호벡

터 $s_{r0}(t_p)$ 를 식 (14)와 같이 추출한다.

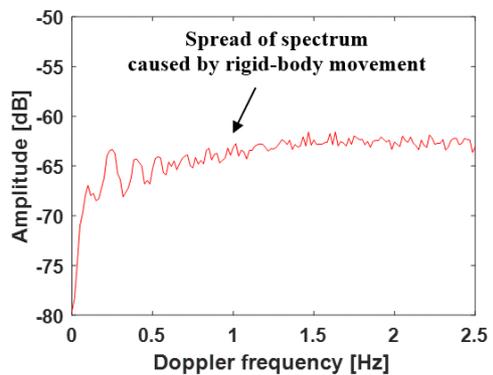
$$s_{r0}(t_p) = \hat{Q}_{1 \times M} \times \{s_{r0}(r, t_p)\}_{M \times N}. \quad (14)$$

3-2 상체의 큰 움직임 보상

만약 원하지 않는 상체의 큰 움직임이 이상적으로 보상되었음을 가정할 경우, 표적 복소신호벡터 $s_{r0}(t_p)$ 의 주파수 스펙트럼은 호흡수 f_{r0} 와 심장박동수 f_{c0} 에서 공진되어 나타난다(그림 4(a)). 반면에 위상 오차가 존재할 경우, 이 주파수 스펙트럼은 퍼져서 나타나게 된다(그림 4(b)). 이러한 변화는 엔트로피를 사용하여 식 (15)와 같이 표현 가능하다^[13].



(a) 상체 움직임 보상 후
(a) After rigid-body motion compensation



(b) 상체 움직임 보상 전
(b) Before rigid-body motion compensation

그림 4. 복소신호벡터의 도플러주파수 스펙트럼 예시
Fig. 4. Example of Doppler frequency spectrum for complex signal vector.

$$\begin{aligned} \epsilon\{|S_{r_0}(f_d)|^2\} &= \int_{-\infty}^{\infty} -\frac{|S_{r_0}(f_d)|^2}{S} \ln \frac{S}{|S_{r_0}(f_d)|^2} df_d \\ &= -\ln S + \frac{1}{S} \int_{-\infty}^{\infty} |S_{r_0}(f_d)|^2 \ln(|S_{r_0}(f_d)|^2) df_d, \end{aligned} \quad (15)$$

여기서 $|S_{r_0}(f_d)|^2$ 은 $s_{r_0}(t_p)$ 의 푸리에 변환(Fourier transform) 및 제곱(square)을 통해 형성된 에너지 스펙트럴 밀도 함수, $S = \int_{-\infty}^{\infty} |S_{r_0}(f_d)|^2 df_d$ 는 에너지이다. 이때, 잔존하는 위상 오차 $\theta(t_p)$ 가 이상적으로 보상될 경우, 엔트로피는 극소값을 가지게 되기 때문에 이러한 특성을 바탕으로 $\theta(t_p)$ 를 찾기 위한 최적화를 수행한다^[13]. 이를 위하여 식 (15)를 두 번째 항으로만 표현한 후(i.e., $\epsilon\{|S_{r_0}(f_d)|^2\} = \int_{-\infty}^{\infty} |S_{r_0}(f_d)|^2 \ln(|S_{r_0}(f_d)|^2) df_d$, $\theta(t_p)$ 에 대하여 미분을 수행할 경우, 식 (16)과 같이 정의될 수 있다.

$$\begin{aligned} &\frac{\partial \epsilon\{|S_{r_0}(f_d)|^2\}}{\partial \theta(t_p)} \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} \{1 + \ln(|S_{r_0}(f_d)|^2)\} \frac{\partial |S_{r_0}(f_d)|^2}{\partial \theta(t_p)} df_d \\ &= 2\text{Re} \left[\int_{-\infty}^{\infty} \{1 + \ln(|S_{r_0}(f_d)|^2)\} S_{r_0}^*(f_d) \frac{\partial S_{r_0}(f_d)}{\partial \theta(t_p)} df_d \right] \\ &= 2\text{Im} [\exp(j\theta(t_p)) \times a^*(t_p)] = 0, \end{aligned} \quad (16)$$

여기서

$$\begin{aligned} a^*(t_p) &= \int_{-\infty}^{\infty} s_{r_0}^*(t_p) dt_p \\ &\times \int_{-\infty}^{\infty} \{1 + \ln(|S_{r_0}(f_d)|^2)\} S_{r_0}(f_d) \exp(j2\pi f_d t_p) df_d. \end{aligned} \quad (17)$$

이때, 식 (16)의 조건을 만족하는 최적화된 위상 오차는 $\theta(t_p) = \angle a^*(t_p)$ 으로 정의될 수 있으며, 이 값을 사용하여 상체의 큰 움직임을 보상한다.

IV. 실험 결과

본 절에서는 제안된 알고리즘에 대한 실험 결과를 도시한다. 이때, 실험은 그림 5와 같이 상체를 움직이는 사람 표적이 있는 환경에서 상용 IR-UWB 레이다를 활용하였으며, 관련 레이다 변수들은 표 2와 같다. 그리고 성능

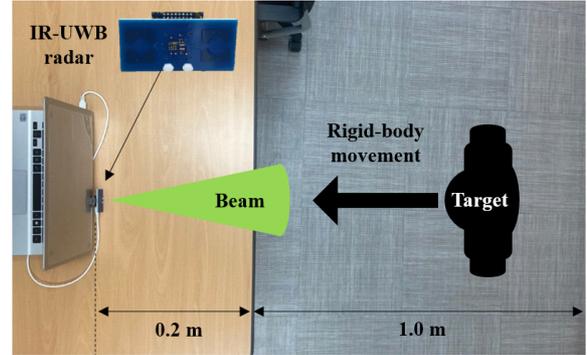


그림 5. 실험 환경
Fig. 5. Experiment environment.

검증을 위하여 Intel i5기반의 Window 10 운영체제에서 MATLAB R2021b버전을 활용하였다.

먼저, 레이다를 바라보면서 상체를 움직이는 사람 표적에 대한 IR-UWB 레이다 복소 수신신호에는 거리 $r = 0.5$ m에서 1.2 m까지 거리 이동에 의한 영향이 나타남을 알 수 있다(그림 6). 이때, 표적의 순시 전력은 표적이 있는 단일 픽셀을 사용하여 -41 dBW로, 반면 잡음 신호의 평균 전력은 표적이 없는 다수 픽셀들을 사용하여 -59

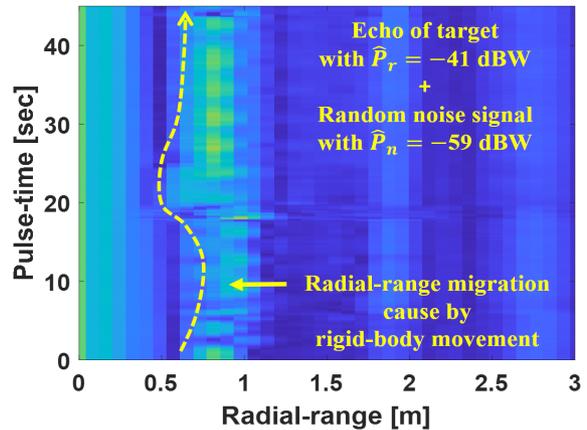


그림 6. 거리 r 및 펄스시간 t_p 영역에서 측정신호
Fig. 6. Measurements in a (r, t_p) domain.

표 2. 실험 변수들

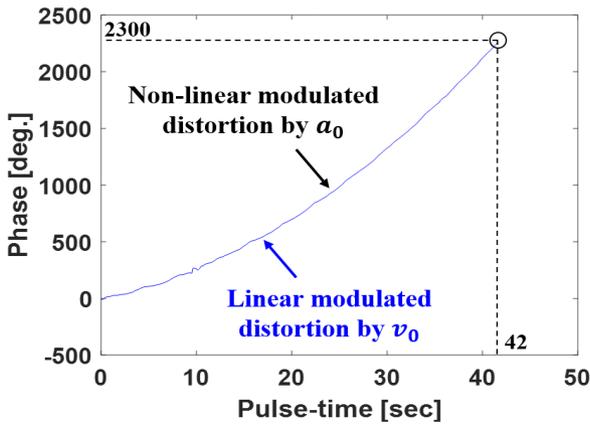
Table 2. Experiment parameters.

f_c [GHz]	7.29	BW [GHz]	1.5
f_{PRF} [kHz]	24	T_{CPI} [sec]	42

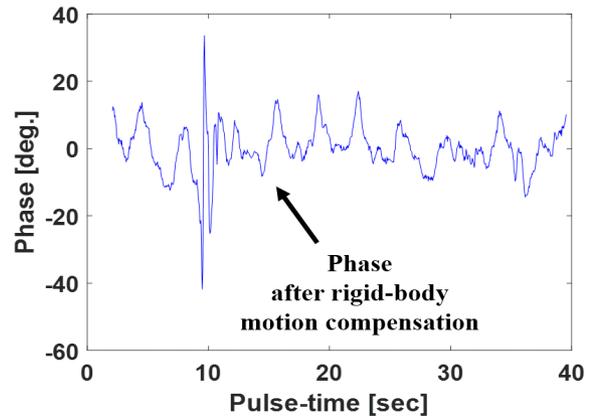
dBW로 각각 추정될 수 있다(i.e., 추정된 SNR = 18 dBW). 여기서 거리 영역의 $M = 20$ 개 샘플들을 사용하여 PCA를 적용할 경우, 그림 7과 같은 표적 복소신호벡터를 추출할 수 있다. 추출된 표적 복소신호벡터의 위상은 상체의 큰 움직임에 의해 선형 및 비선형적인 위상변조왜곡이 발생하였으며, $T_{CPI} = 42$ 초 동안 약 $2,300^\circ$ 만큼의 위상변조가 발생함에 따라 근사적으로 속도 및 가속도가 각각 $\hat{v}_0 = 0.001 \text{ m/s}$ 및 $\hat{a}_0 = 0.0001 \text{ m/s}^2$ 보다 작거나 같은 값을 가진다고(i.e., $4\pi/\lambda_c \times \{\hat{v}_0 \times T_{CPI} + 0.5 \times \hat{a}_0 \times (T_{CPI})^2\} <$

$2,300^\circ$) 추정된다(그림 7(a)). 게다가, 도플러 주파수 스펙트럼에서도 상체의 큰 움직임에 의해 표적 속도에 의한 도플러 천이(Doppler shift)와 표적 가속도에 의한 미세 도플러 효과(micro-Doppler effect)가 나타남을 알 수 있었다(그림 7(b)).

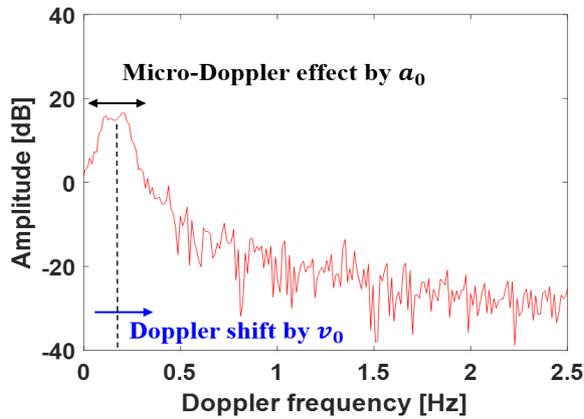
다음으로 추출된 표적 복소신호벡터에 제안된 움직임 보상 알고리즘을 적용하여 상체의 큰 움직임을 보상하였다(그림 8). $\theta(t_p) = \angle a^*(t_p)$ 를 사용한 실험 결과, 복소신호벡터의 위상에는 더 이상 선형 및 비선형적인 왜곡이 나타나지 않았으며(그림 8(a)), 복소신호벡터의 도플러 주



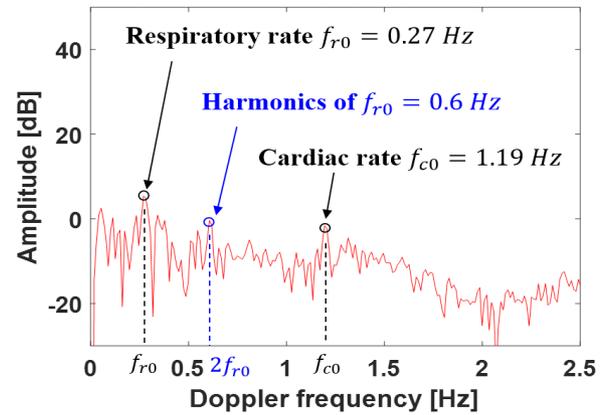
(a) 복소신호벡터의 위상
(a) Phase of complex signal vector



(a) 복소신호벡터의 위상
(a) Phase of complex signal vector



(b) 복소신호벡터의 도플러 주파수 스펙트럼
(b) Doppler frequency spectrum of complex signal vector



(b) 복소신호벡터의 도플러 주파수 스펙트럼
(b) Doppler frequency spectrum of complex signal vector

그림 7. 측정신호에서 추출된 보상 전 복소신호벡터
Fig. 7. Complex signal vector extracted from measurements before rigid-body motion compensation.

그림 8. 측정신호에서 추출된 보상 후 복소신호벡터
Fig. 8. Complex signal vector extracted from measurements after rigid-body motion compensation.

파수 스펙트럼 또한 엔트로피가 6.2912에서 4.4919로 변화하면서 상체의 큰 움직임이 효과적으로 보상됨을 확인할 수 있었다(그림8(b)). 특히, 그림 7(b)와 그림 8(b)를 비교할 때, 제안된 알고리즘을 통하여 상체의 큰 움직임이 존재하는 경우에서도 관측시간 42초 동안 획득된 위상성분의 스펙트럼 분석을 통하여 호흡수 $f_{r0}=0.27$ Hz(i.e., 그림 8(b)에서 가장 큰 크기값을 가지는 주파수)와 심장박동수 $f_{c0}=1.19$ Hz(i.e., 그림 8(b)에서 0.7~1.5 Hz 범위 내에 가장 큰 크기값을 가지는 주파수)를 상대적으로 보다 명확하게 추정할 수 있음을 확인하였다.

V. 결 론

본 논문에서는 상체가 움직이는 사람에 대한 비접촉식 생체신호추정을 수행하기 위하여 IR-UWB 레이더 복소수신신호를 사용한 새로운 상체 움직임 보상 기법을 제안하였다. 먼저, 거리-펄스시간 도메인 내 IR-UWB 레이더 복소수신신호행렬의 PCA 기반 펄스시간에 따른 표적 복소신호벡터의 추출 기법을 제안하였다. 다음으로 표적 복소신호벡터의 도플러주파수 스펙트럼에 대한 엔트로피 최소화 기반 원하지 않는 상체의 큰 움직임 보상을 제안하였다.

상용 IR-UWB 레이더를 사용한 실험 결과, 제안된 기법을 통해 상체가 움직이는 사람에 대한 효과적인 생체신호추정이 가능함을 확인할 수 있었다. 다만, 팔과 다리에서 산란되는 신호들이 함께 발생할 경우, 제안된 기법을 통한 정확한 상체 움직임 보상이 어렵다. 따라서, 향후 연구에서는 팔과 다리에서 산란되는 신호들을 분리하기 위한 신호분리기법을 개발하여 걸어다니는 사람에 대한 생체신호추정을 진행할 예정이다.

References

[1] G. R. Wang, H. G. Han, S. Y. Kim, and T. W. Kim, "Wireless vital sign monitoring using penetrating impulses," *IEEE Microwave and Wireless Components Letters*, vol. 27, no. 1, pp. 94-96, Jan. 2017.

[2] E. Schires, P. Georgiou, and T. S. Lande, "Vital sign monitoring through the back using an UWB impulse

radar with body coupled antennas," *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 12, no. 2, pp. 292-302, Apr. 2018.

[3] M. Mercuri, Y. Lu, S. Polito, F. Wieringa, Y. H. Liu, and A. van der Veen, et al., "Enabling robust radar-based localization and vital signs monitoring in multipath propagation environments," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 68, no. 11, pp. 3228-3240, Nov. 2021.

[4] K. C. Peng, W. L. Wu, and C. H. Huang, "Enhancement of accuracy of mm-wave vital sign radar using polar cross correlation and low-noise mm-wave frequency synthesizer," *IEEE Sensors Journal*, vol. 22, no. 13, pp. 12852-12860, Jul. 2022.

[5] I. O. Choi, M. Kim, J. H. Choi, J. K. Park, and K. T. Kim, "Vital sign detection in a noisy environment by undesirable micro-motion," *The Journal of Korean Institute of Electromagnetic Engineering and Science*, vol. 30, no. 5, pp. 418-426, May 2019.

[6] I. Choi, M. Kim, J. Choi, J. Park, S. Park, and K. Kim, "Robust cardiac rate estimation of an individual," *IEEE Sensors Journal*, vol. 21, no. 13, pp. 15053-15064, Jul. 2021.

[7] S. Cha, S. Park, K. Kim, and I. Choi, "A study on motion compensation for the vital sign detection of walking individuals," *The Journal of Korean Institute of Electromagnetic Engineering and Science*, vol. 32, no. 11, pp. 980-989, Nov. 2021.

[8] J. Tu, T. Hwang, and J. Lin, "Respiration rate measurement under 1-D body motion using single continuous-wave Doppler radar vital sign detection system," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 64, no. 6, pp. 1937-1946, Jun. 2016.

[9] M. C. Tang, C. Y. Kuo, D. C. Wun, F. K. Wang, and T. S. Horng, "A self- and mutually injection-locked radar system for monitoring vital signs in real time with random body movement cancellation," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 64, no.

12, pp. 4812-4822, Dec. 2016.
 [10] M. C. Tang, F. K. Wang, and T. S. Horng, "Single self-injection-locked radar with two antennas for monitoring vital signs with large body movement cancellation," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 65, no. 12, pp. 5324-5333, Dec. 2017.
 [11] M. Nixon, A. Aguado, *Feature Extraction & Image Processing*, Orlando, FL, Academic Press, 2008.
 [12] I. Choi, K. Kang, K. Kim, and S. Park, "Use of ICA

to separate micro-Doppler signatures in ISAR images of aircraft that has fast-rotating parts," *IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems*, vol. 58, no. 1, pp. 234-246, Feb. 2022.
 [13] J. Wang, X. Liu, and Z. Zhou, "Minimum-entropy phase adjustment for ISAR," *IEE Proceedings-Radar, Sonar and Navigation*, vol. 151, no. 4, pp. 203-209, Aug. 2004.

차 상 빈 [부경대학교/박사과정]

<https://orcid.org/0000-0001-7515-0650>



2017년 2월: 부경대학교 전자공학과 (공학사)
 2019년 2월: 부경대학교 전자공학과 (공학석사)
 2019년 3월~2020년 11월: 포항공과대학교 안보융합기술센터 연구원
 2020년 3월~현재: 부경대학교 전자공학과 박사과정

2021년 2월~현재: 국민대학교 전자전파기술센터 연구원
 [주 관심분야] 레이더표적인식, 레이더 영상, 레이더 신호처리, 이중대역 레이더자원관리, 미세도플러 분석/식별

박 상 홍 [부경대학교/정교수]

<http://orcid.org/0000-0001-8512-1431>



2004년 2월: 포항공과대학교 전자전기공학과 (공학사)
 2007년 2월: 포항공과대학교 전자전기공학과 (공학석사)
 2010년 2월: 포항공과대학교 전자전기공학과 (공학박사)
 2010년 9월~현재: 부경대학교 전자공학과 교수

[주 관심분야] 이중대역 레이더자원관리, 미세도플러 분석, 전력단지 EMI/EMC 분석, 레이더표적인식, 레이더영상, 레이더 신호처리 등

윤 세 원 [부경대학교/박사과정]

<https://orcid.org/0000-0003-0514-708X>



2017년 2월: 부경대학교 전자공학과 (공학사)
 2019년 2월: 부경대학교 전자공학과 (공학석사)
 2021년 3월~현재: 부경대학교 전자공학과 박사과정

[주 관심분야] 레이더표적인식, 레이더 영상, 레이더 신호처리

김 경 태 [포항공과대학교/정교수]

<https://orcid.org/0000-0003-1200-5282>



1994년 2월: 포항공과대학교 전자전기공학과 (공학사)
 1996년 2월: 포항공과대학교 전자전기공학과 (공학석사)
 1999년 2월: 포항공과대학교 전자전기공학과 (공학박사)

2002년 3월~2011년 2월: 영남대학교 전자공학과 교수
 2011년 3월~현재: 포항공과대학교 전자전기공학과 교수
 2018년 1월~현재: 무인감시정찰기술연구센터장
 [주 관심분야] 레이더 신호 처리 및 영상, 레이더 표적인식 및 패턴인식, 전자기수치해석 및 RCS 추정

최 인 오 [한국해양대학교/조교수]

<http://orcid.org/0000-0002-0410-1066>



2012년 8월: 부경대학교 전자정보통신공학과 (공학사)

2014년 8월: 부경대학교 전자공학과 (공학석사)

2020년 2월: 포항공과대학교 전자전기공학과 (공학박사)

2019년 12월~2021년 2월: 국방과학연구소 선임연구원

2021년 3월~현재: 한국해양대학교 전자전기정보공학부 전자통신공학전공 조교수

[주 관심분야] 이중대역 레이다자원관리, 탄도미사일 방어시스템, 생체신호탐지, 미세도플러 분석/식별, 다중편파 SAR 영상 보정, 레이다표적식별, FMCW 차량 레이다 및 LiDAR 등